

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-139859

(43)Date of publication of application : 23.05.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/02

(21)Application number : 10-317254

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 09.11.1998

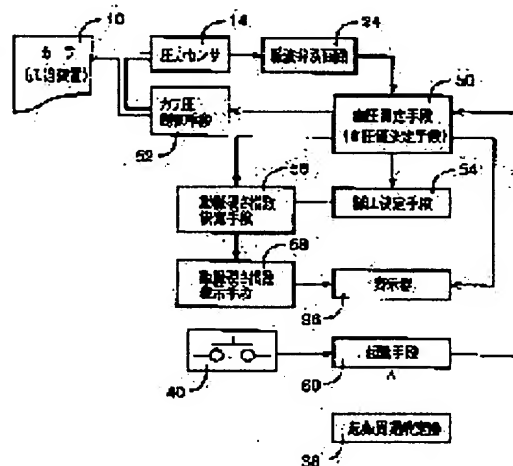
(72)Inventor : NARIMATSU KIYOYUKI

(54) ARTERY HARDNESS MEASURING INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To easily measure the hardness of an artery from on a skin.

SOLUTION: A hemodynamometer means 50 determines a blood pressure value BP based on the pressure of the artery of a living body by a cuff 10, a pulse pressure determining means 54 determines a pulse pressure PM from the value BP measured by the means 50 and an artery hardness index determining means 56 determines a ratio of the pulse pressure PM determined by the means 54 and an average blood pressure value BPMEAN measured by the means 50 as an artery hardness index Ia. Thus, the hardness of the artery can easily be measured from on the skin.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

[0010]

[Description of the Preferred Embodiment]

Detailed description will be given of one example of the invention below with reference to the accompanying drawing. Fig. 1 is a block diagram describing a configuration of an artery hardness measuring apparatus to which the invention is applied.

[0011] In Fig. 1, a cuff 10 is wound around, for example, the upper arm section 12 of a patient, the cuff 10 having a rubber bag in a band-like bag made of a cloth. Connected to the cuff 10 are a pressure sensor 14, an air release control valve 16 and an air pump 18 through a pipeline 20. The air release control valve 16 is constructed so as to switch between three states including an pressure supply state allowing pressure supply into the cuff 10, a slow air release state reducing a pressure in the cuff 10 gradually and a fast air release state reducing a pressure in the cuff 10 rapidly. If a pressure is supplied into the cuff 10 with the air release control valve 16, the cuff 10 thereby pressurizes a brachial artery not shown in the upper arm section 12; therefore, the cuff 10 in the example works as a pressurization device.

[0012] The pressure sensor 14 detects a pressure in the cuff 10 to supply a pressure signal SP indicating the pressure to a static pressure discriminating circuit 22 and a pulse wave discriminating circuit 24. The static pressure discriminating circuit 22 is equipped with a low pass filter to discriminate

a cuff pressure signal SK indicating a stationary pressure included in the pressure signal SP, that is a cuff pressure Pc from the other components and to supply the cuff pressure signal SK to an electronic control device 28 by way of an A/D converter 26.

[0013] The pulse wave discriminating circuit 24 is equipped with a band pass filter and discriminates a pulse wave signal SM, which is an oscillating component of the pressure signal SP, in terms of frequency to thereby supply the pulse wave signal SM to the electronic control device 28 through an A/D converter 29. Since a cuff pulse wave indicated by the pulse wave signal SM is a pressure oscillation wave generated from a brachial artery not shown in synchronism with a heart beat of a patient and transmitted to the cuff 10, that is a pressure pulse wave, the pressure sensor 14 and the pulse wave discriminating circuit 24 work as a pressure pulse wave detecting device.

[0014] The electronic control device 28 is constituted of a so-called microcomputer including: CPU 30; ROM 32; RAM 34; and an I/O port not shown, wherein CPU 30 executes a signal processing while using a storage function of RAM 34 based on a program stored in advance in ROM 32, not only to thereby output a driving signal from the I/O port and control the air release valve 16 and the air pump 18 but also to control display contents on a display unit 36.

[0015] A start cycle setting unit 38 is operated for setting a blood pressure measurement start cycle T_B starting measurement of a blood pressure with the cuff 10. A start switch 40 supplies a signal commanding the manual start for measurement of a blood pressure with the cuff 10 to the electronic control device 28.

[0016] Fig. 2 is a functional block diagram describing a main part of a control ability of the electronic control device 28 in the artery hardness measuring apparatus. In Fig. 2, a blood pressure measuring means 50 working as blood pressure value determining means determines the maximum blood pressure value BP_{SYS} , the average blood pressure value BP_{MEAN} and the minimum blood pressure BP_{DIA} using an well known oscillometric method based on a change in amplitude of a pulse wave shown by the pulse wave signal SM sequentially picked up in a slow pressure reducing period in which the pressurizing pressure in the cuff 10 wound around, for example, an upper arm of a living body is gradually reduced at a reducing speed of the order of 3 mm Hg/sec after the pressurizing pressure of the cuff 10 is rapidly raised to a predetermined target pressure value P_{CM} (for example, a pressure value of the order of 180 mm Hg) with cuff pressure control means 52 and presents the determined maximum blood pressure value BP_{SYS} , the determined average blood pressure value BP_{MEAN} and the determined minimum blood pressure BP_{DIA} on the display unit 36.

[0017] A pulse wave determining means 54 determines a

pulse pressure PM from the blood pressure values BP determined by the blood pressure determining means 50. That is, a difference between the maximum blood pressure value BP_{SYS} and the minimum blood pressure BP_{DIA} determined by the blood pressure measuring means 50 is calculated. Since the pulse pressure PM is based on a pressure pulse wave generated from a brachial artery not shown and transmitted to the cuff 10, the pulse pressure PM mainly shows a pulse pressure of the brachial artery not shown.

[0018] An artery hardness index determining means 56 determines an artery hardness index I_a serving as a sign of a hardness of an artery of a living body based on a ratio between a pulse pressure PM determined by the pulse pressure determining means 54 and a blood pressure value BP measured by the blood pressure measuring means 50. A ratio of a pulse pressure PM determined by the pulse pressure determining means 54 to a blood pressure value BP (one of the maximum blood pressure value BP_{SYS} , the average blood pressure value BP_{MEAN} and the minimum blood pressure BP_{DIA}) determined by the blood pressure measuring means 50 is calculated as an artery hardness index I_a as is. As shown in Fig. 3, a cuff pulse wave is a synthetic wave obtained by synthesizing a first pulse wave, which is a progressive wave, and a second pulse wave, which is a reflected wave. Since a blood vessel is harder, a blood pressure adjusting ability due to elasticity of the blood vessel is disabled, the second pulse wave (reflected wave) increases, so that a blood pressure rises.

Since the rise in blood pressure has a more influence in a systolic time interval in which a blood feed rate from a heart increases and a less influence in a diastolic time interval, a harder blood vessel increases a pulse pressure. Hence, the artery hardness index I_a determined by the artery hardness index determining means 56 is, as shown in Fig. 6, larger when an artery is harder even if a blood pressure value BP is the same. That is, in a case where an artery is harder because of arterial sclerosis, or in a case where vasoconstriction occurs by the action of the autonomous nerve or a medicine, an artery hardness index I_a is larger.

[0019] Artery hardness index display means 58 presents an artery hardness index I_a determined by the artery hardness index determining means 56 on the display 36 on which a blood pressure value BP measured by the blood pressure measuring means 50 is presented. Start means 60 starts measurement of a blood pressure by the blood pressure measuring means 50 in response to a signal supplied from the start switch 40 in each blood pressure measuring cycle T_b set by the start cycle setting unit 38.

[0020] Fig. 4 is a flowchart describing a main part of control operations in the electronic control device 28 of the artery hardness measuring apparatus. In Fig. 4, in S1 (hereinafter, the word "step" to be placed before a step number is omitted), the contents of a timer t is at first cleared.

[0021] Then, S2 and S3 corresponding to the start means

60 are executed. In S2, it is determined whether or not a signal commanding the start of blood pressure measurement has been inputted manually, that is it is determined whether or not the start switch 40 has been pushed down. If a determination in S2 is negated, it is determined in S3 subsequent thereto whether or not the contents of the timer t has exceeded a blood pressure measurement start cycle T_B set by the start cycle setting device 38. If a determination in S3 is negated, the steps subsequent to the S2 are repeatedly executed to thereby push down the start switch 40 or leave the start switch 40 not to be pushed down till the contents of the timer t passes a blood pressure measurement starting cycle T_B .

[0022] If a determination in S2 or a determination in S3 is affirmed, S4 and S5 corresponding to cuff pressure control means 52 is executed. That is, in S4, the air release control valve 16 is switched over to the pressure supply state and the air pump 18 is driven, a pressure in the cuff 10 is raised to a target pressurizing pressure P_{CM} (for example, a pressure of the order of 180 mmHg) and thereafter, the air pump 18 is ceased out of operation. In S5 subsequent thereto, the air release control valve 16 is switched over to the slow air release state to thereby reduce a pressure in the cuff 10 at a slow reducing speed of the order of 3 mm Hg/min.

[0023] In succession, S6 to S9 corresponding to the blood pressure measuring means 50 are executed. S6 is first executed

to thereby read a pulse wave signal SM and to determine whether or not one pulse of a pulse wave has been detected. If a determination is negated, the S6 is repeatedly executed, while if being affirmed, a blood pressure value determining routine in S7 is executed. In the blood pressure determining routine, the maximum blood pressure value BP_{SYS} , the minimum blood pressure BP_{DIA} and the average blood pressure value BP_{MEAN} are determined according to a blood pressure value determining algorithm of a well known oscillometric method based on a change in amplitude of a pulse wave sequentially detected in a slow air release course of a cuff pressure P_c . In S8 subsequent thereto, it is determined whether or not measurement of a blood pressure has been completed and if it is determined that the measurement has not been completed, the steps from S6 to S8 are repeatedly executed.

[0024] In a case where the measurement of a blood pressure has been completed and a determination in the S8 is affirmed, S9 is executed not only to thereby store the maximum blood pressure value BP_{SYS} , the average blood pressure value BP_{MEAN} and the minimum blood pressure value BP_{DIA} determined in the S7 into a predetermined storage region in RAM 34, but also to present the pressure values BP on the display unit 36. In S10 in succession, the air release control valve 16 is switched over to the fast air release state to release a pressure in the cuff 10.

[0025] In S11 corresponding to the pulse pressure determining means 54 subsequent thereto, a difference between

the maximum blood pressure value BP_{SYS} and the minimum blood pressure value BP_{DIA} measured in the S7, that is a pulse pressure PM is calculated. In S12 corresponding to the artery hardness index determining means 56 in succession thereto, the pulse pressure PM calculated in the S11 is divided by the average blood pressure value BP_{MEAN} determined in S7 to thereby calculate an artery hardness index I_a and in S13 corresponding to the artery hardness index display means 58 in succession, the artery hardness index I_a calculated in the S12 is presented on the display unit 36 on which the blood pressure value BP has been presented in the S9. If in S13, an artery hardness index I_a together with a blood pressure value BP is cyclically, that is consecutively, presented on the display unit 36, it can be determined, in a case where a blood pressure value BP is an abnormal value, whether or not a cause for the abnormality is on the blood vessel side, which can be used as a therapy guideline.

[0026] As described above, according to the example, a blood pressure value BP is determined based on pressurization to an artery in a living body by the cuff 10 with the action of the blood pressure measuring means 50 (S6 to S9), a pulse pressure PM is determined from the blood pressure value BP measured by the blood pressure measuring means 50 (S6 to S9) in the pulse pressure determining means 54 (S11), and a ratio of the pulse pressure PM determined by the pulse pressure determining means 54 (S11) to the average blood pressure value

BP_{MEAN} measured by the blood pressure determining means 50 (S6 to S9) is determined as an artery hardness index; therefore, an artery hardness can be measured on a skin with ease.

[0027] According to the example, the cuff 10 wound around an upper arm section 12 and pressurizing the upper arm section works as a pressurizing device, the blood pressure measuring means 50 (S6 to S9) raises a pressurizing pressure by the cuff 10 up to a predetermined target pressurizing pressure P_{CM} and thereafter, reduces the pressurizing pressure at a predetermined reducing speed to thereby determine a blood pressure value BP; therefore, not only is a construction of the pressurizing device simpler, but an advantage is also obtained that an artery hardness index I_a is determined based on a blood pressure value BP high in reliability using the cuff 10.

[0028] According to the example, the blood pressure determining means 50 (S6 to S9) is started in each blood pressure measurement start cycle T_B set in advance by the start means 60 (S2 and S3); therefore, an artery hardness index I_a is determined in the artery hardness index determining means 56 (S12) in each blood pressure measurement start cycle T_B , leading to an advantage that an artery hardness index I_a can be obtained cyclically.

[0029] While detailed description has been given of the example of the invention with reference to the accompanying drawing, the invention may also be applied in other embodiments.

[0030] While, for example, the blood pressure measuring means 50 (S6 to S9) in the example is constructed so as to measure a blood pressure value BP by means of the so-called oscillometric method, a construction may be adopted without a problem in which a blood pressure BP is measured by a so-called K sound method in which the blood pressure value BP is measured based on cuff pressures when Korotkoff sounds arise and Korotkoff sounds ceases extinct.

[0031] While in the example, the cuff 10 wound around an upper arm section 12 works as a pressurizing device, and the blood pressure measuring means 50 measures a blood pressure BP in a living body based on a cuff pulse wave detected in the course of a change in a pressurizing pressure of the cuff 10, a pressure pulse wave detecting device pressurizing a radial artery or a dorsalis pedis artery at a predetermined pressure are mounted to a wrist or a foot in order to detect a pressure pulse wave in the radial artery or the dorsalis pedis artery as a pressurizing device and the blood pressure value determining means may be means sequentially determining the maximum blood pressure value and the minimum blood pressure value of a living body based on a pressure pulse wave sequentially detected by the pressure pulse wave detecting device.

[0032] While in the artery hardness index determining means 56 (S12) in the example, a ratio of a pulse pressure PM to a blood pressure value BP (PM/BP) is used as an artery hardness

index I_a as is, an artery hardness index I_a may be determined from the ratio (PM/BP) based on a relationship (an equation or a graph) obtained in advance between a ratio (PM/BP) and an artery hardness index I_n . Fig. 5 is a graph showing an example of the relationship obtained in advance, in which there is shown a relationship between a ratio (PM/ BP_{MEAN}) of a pulse pressure PM to an average blood pressure BP_{MEAN} and an artery hardness index I_n . An artery hardness index I_n may be calculated from a ratio of a blood pressure to a pulse pressure PM (BP/PM) or based on a relationship obtained in advance from the ratio (BP/PM).

[0033] While in the example, a construction is such that a blood pressure measurement start cycle T_B is set by the start cycle setting unit 38, a blood pressure measurement start cycle T_B may be predetermined at a constant value.

[0034] Note that the invention can be altered or modified in various ways without departing the scope and spirit thereof.
[Brief Description of the Drawing]

Fig. 1 is a block diagram describing a configuration of an artery hardness measuring apparatus which is an example of the invention.

Fig. 2 is a functional block diagram describing a main part of a control ability of an electronic control device in the artery hardness measuring apparatus in the example of Fig. 1.

Fig. 3 is a graph describing a cuff pulse wave transmitted to a cuff of the example of Fig. 1.

Fig. 4 is a flowchart describing a main part of control operations in the electronic control device in the example of Fig. 1.

Fig. 5 is a graph showing an example of a relationship between a ratio (PM/BP_{MEAN}) and an artery hardness index I_a .

Fig. 6 is a graph describing that a relationship between an average blood pressure value and a pulse pressure is changed by an artery hardness index I_a .

[Legend]

10: cuff (pressurizing device)

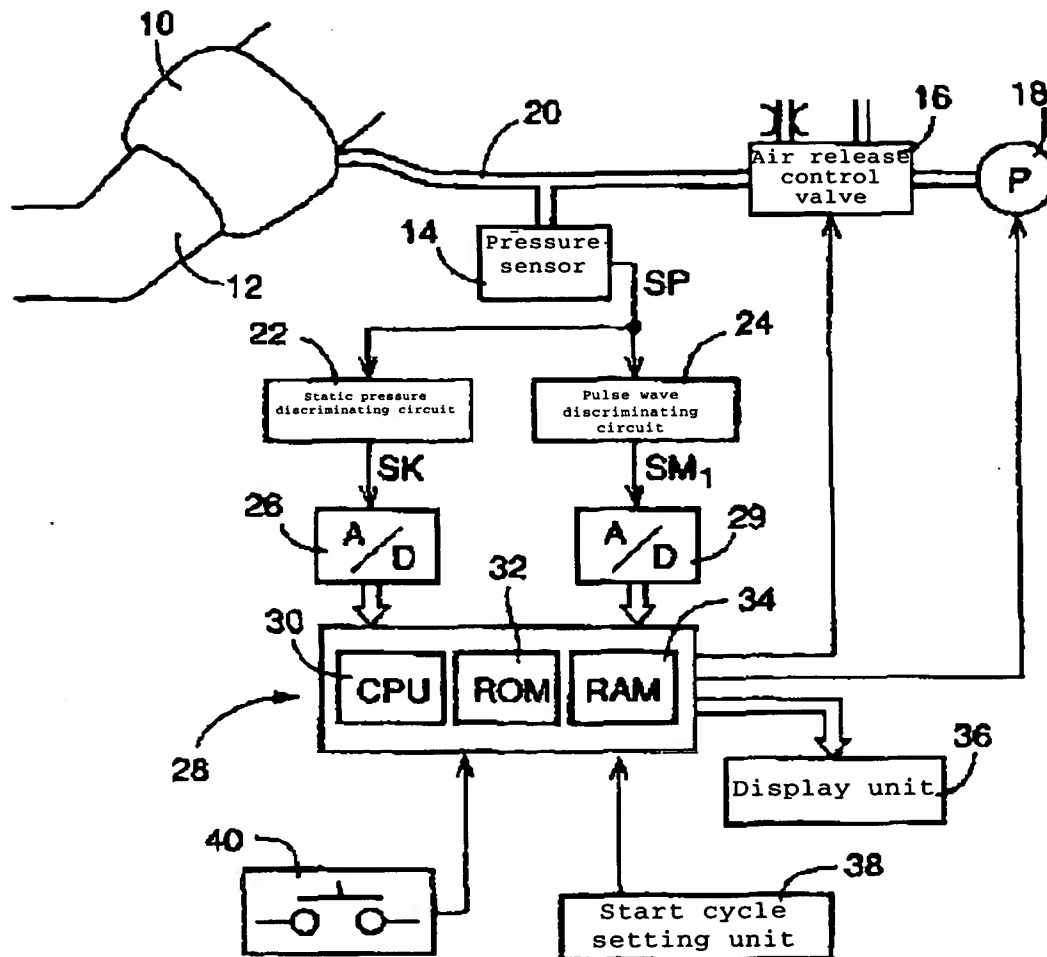
50: blood pressure measuring means (blood pressure value determining means)

54: pulse pressure determining means

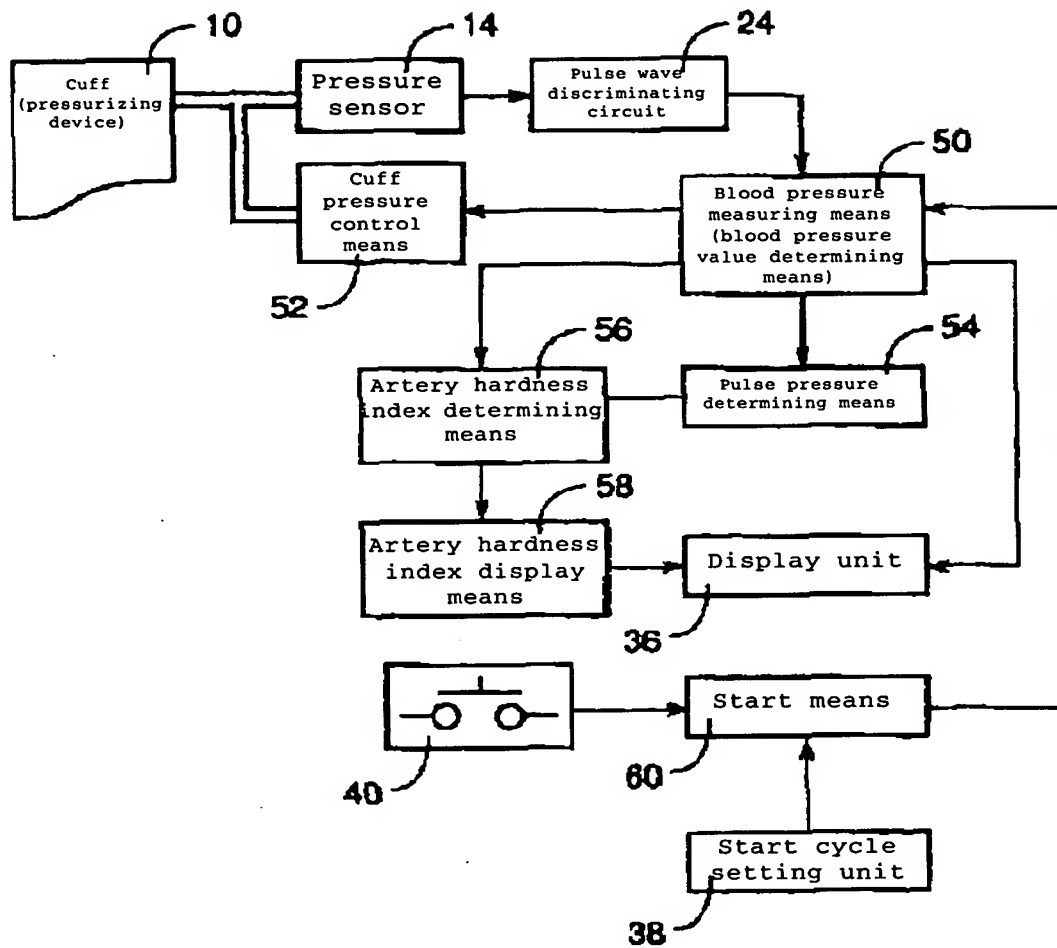
56: artery hardness index determining means

60: start means

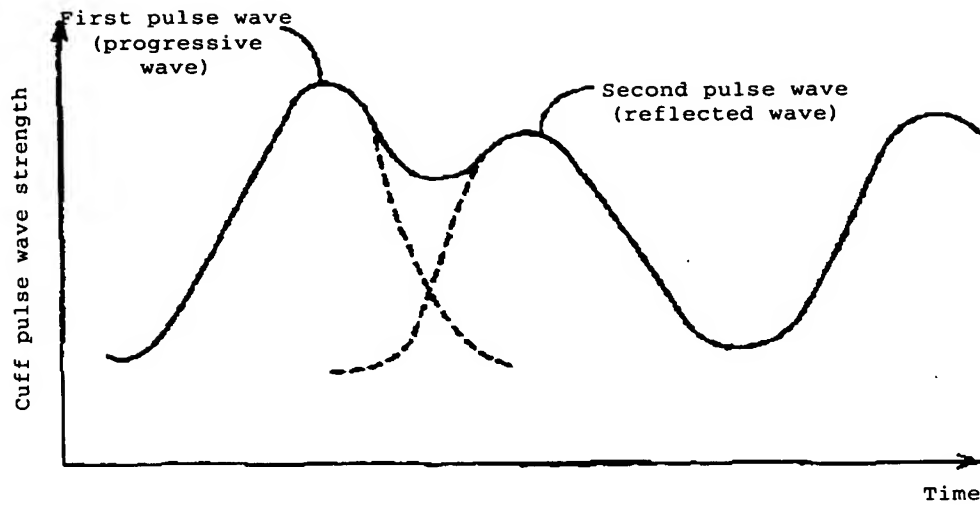
[Fig. 1]



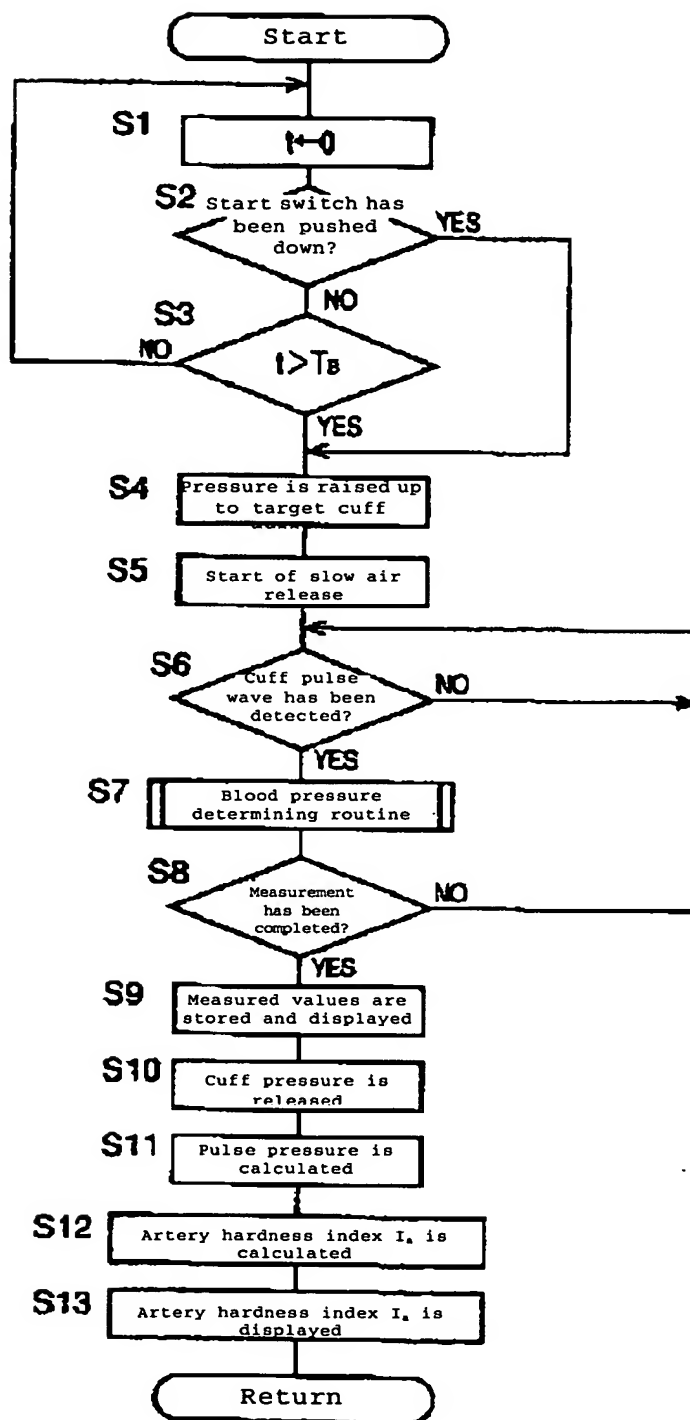
[Fig. 2]



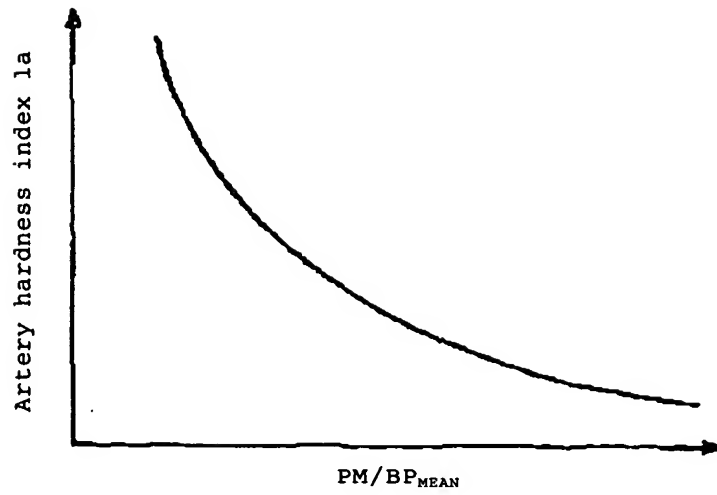
[Fig. 3]



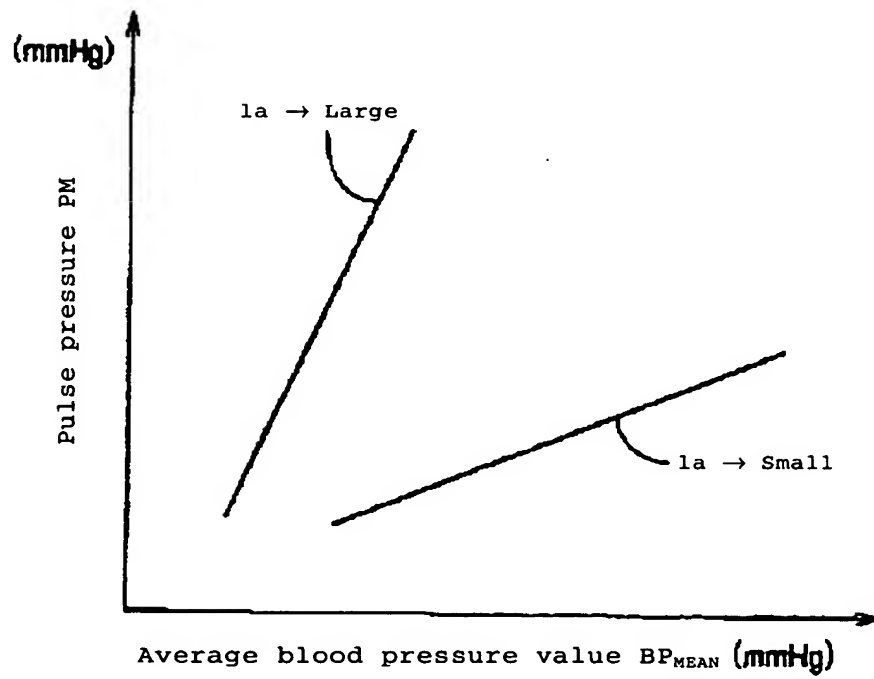
[Fig. 4]



[Fig. 5]



[Fig. 6]



(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2000-139859

(P 2000-139859 A)

(43) 公開日 平成12年5月23日 (2000. 5. 23)

(51) Int. Cl.⁷
A 6 1 B 5/02

識別記号

F 1
A 6 1 B 5/02

テーマコード (参考)

A 4C017

審査請求 未請求 請求項の数 1

OL

(全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平10-317254

(22) 出願日 平成10年11月9日 (1998. 11. 9)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 成松 清幸

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸 (外2名)

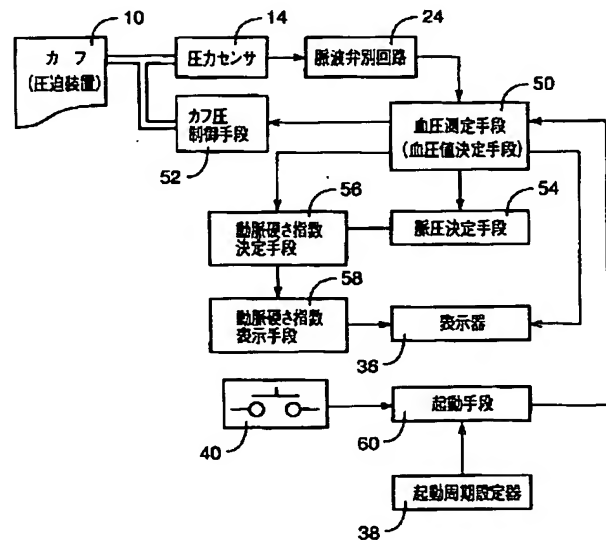
F ターム (参考) 4C017 AA07 AA08 AB01 AC03 BC01
BC11 FF05

(54) 【発明の名称】 動脈硬さ測定装置

(57) 【要約】

【目的】 動脈の硬さを皮膚上から容易に測定することができる動脈硬さ測定装置を提供する。

【解決手段】 血圧測定手段 50 (S 6 乃至 S 9) により、カフ 10 による生体の動脈の圧迫に基づいて血圧値 BP が決定され、脈圧決定手段 54 (S 11) において、血圧測定手段 50 (S 6 乃至 S 9) により測定された血圧値 BP から脈圧 PM が決定され、動脈硬さ指数決定手段 56 (S 12) では、脈圧決定手段 54 (S 11) により決定された脈圧 PM と、血圧測定手段 50 (S 6 乃至 S 9) により測定された平均血圧値 BP_{MEAN} との比が動脈硬さ指数 I。として決定されるので、動脈硬さを皮膚の上から容易に測定することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体内の動脈硬さを測定するための動脈硬さ測定装置であって、前記生体の動脈を圧迫する圧迫装置と、該圧迫装置による動脈の圧迫に基づいて、前記生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、該血圧値決定手段により決定された血圧値から、前記生体の脈圧を決定する脈圧決定手段と、該脈圧決定手段により決定された脈圧と、前記血圧値決定手段により決定された血圧値との比に基づいて前記生体の動脈硬さ指数を決定する動脈硬さ指数決定手段とを、含むことを特徴とする動脈硬さ測定装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体の動脈の硬さを測定する動脈硬さ測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 動脈の硬さを測定することは、生体の動脈硬化症の診断において重要である。また、動脈の硬さは、循環器や自律神経の状態に密接に関連することから、動脈の硬さから循環器や自律神経の状態を診断することができる。また、動脈が硬いと血圧のコントロールが困難であることから、手術前に動脈硬さを知ることができれば、手術中の血圧管理の困難度を知ることができる。さらに、手術中においては、血圧の変動が生じた場合に、その要因が血管側（末梢側）にあるか否かの判断ができる、すなわち変動の要因が心臓側（中枢側）および血管側（末梢側）のいずれにあるかを判断できる等、動脈の硬さは重要な医学情報である。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、動脈の硬さは、動脈血管壁の硬さの程度を表すものであるから、皮膚の上から容易に測定することは困難であった。

【0004】 本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、動脈の硬さを皮膚上から容易に測定することができる動脈硬さ測定装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】 本発明者は以上の事情を背景として種々検討を重ねた結果、生体の血圧値と、その血圧値から求められる脈圧との関係は、たとえば図 6 の平均血圧値と脈圧との関係に示されるように、比例関係を示し、その比例関係を示す直線の傾きは動脈の硬さによって変化することを見いだした。すなわち、動脈の硬さを表す指標が、脈圧と血圧値との比に基づいて表現できることを見いだした。本発明はこのような知見に基づいて為されたものである。

【0006】 すなわち、本発明の要旨とするところは、生体内の動脈硬さを測定するための動脈硬さ測定装置であって、(a) 前記生体の動脈を圧迫する圧迫装置と、

(b) その圧迫装置による動脈の圧迫に基づいて、前記生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、(c) その血圧値決定手段により決定された血圧値から、前記生体の脈圧を決定する脈圧決定手段と、(d) その脈圧決定手段により決定された脈圧と、前記血圧値決定手段により決定された血圧値との比に基づいて前記生体の動脈硬さ指数を決定する動脈硬さ指数決定手段とを、含むことにある。

【0007】

【発明の効果】 このようにすれば、血圧値決定手段により、圧迫装置による生体の動脈の圧迫に基づいて血圧値が決定され、脈圧決定手段において、血圧値決定手段により決定された血圧値から脈圧が決定され、動脈硬さ指数決定手段では、脈圧決定手段により決定された脈圧と、血圧値決定手段により決定された血圧値との比に基づいて生体の動脈硬さ指数が決定されるので、動脈硬さを皮膚の上から容易に測定することができる。

【0008】

【発明の好適な形態】 ここで、好適には、前記圧迫装置は、前記生体の一部に巻回されて、その生体の一部を圧迫するカフであり、前記血圧値決定手段は、そのカフによる圧迫圧力を予め定められた目標圧迫圧力まで昇圧した後、予め定められた速度で降圧させることにより前記生体の血圧値を決定するものである。このようにすれば、圧迫装置の構成が簡単になるとともに、カフを用いた信頼性の高い血圧値に基づいて動脈硬さ指数が決定される利点がある。

【0009】 また、好適には、前記動脈硬さ測定装置は、予め設定された血圧値決定周期毎に前記血圧値決定手段を起動させる起動手段をさらに含むものである。このようにすれば、起動手段により、血圧値決定手段が予め設定された血圧値決定周期毎に起動させられることから、その血圧値決定周期毎に、動脈硬さ指数決定手段において動脈硬さ指数が決定される。従って、周期的に動脈硬さ指数が得られる利点がある。

【0010】

【発明の好適な実施の形態】 以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用された動脈硬さ測定装置の構成を説明するブロック図である。

【0011】 図 1 において、カフ 10 は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有してたとえば患者の上腕部 12 に巻回される。このカフ 10 には、圧力センサ 14、排気制御弁 16、および空気ポンプ 18 が配管 20 を介して接続されている。この排気制御弁 16 は、カフ 10 内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ 10 内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ 10 内を急速に排圧する急速排圧状態の 3 つの状態に切り換えられるように構成されている。排気制御弁 16 によりカフ 10 内に圧力が供給されると、カフ 10 は上腕部 12 の図示しない上

腕動脈を圧迫するため、本実施例では、カフ 10 が圧迫装置として機能している。

【0012】圧力センサ 14 は、カフ 10 内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号 SP を静圧弁別回路 22 および脈波弁別回路 24 にそれぞれ供給する。静圧弁別回路 22 はローパスフィルタを備え、圧力信号 SP に含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧 P_c を表すカフ圧信号 SK を弁別してそのカフ圧信号 SK を A/D 変換器 26 を介して電子制御装置 28 へ供給する。

【0013】上記脈波弁別回路 24 はバンドパスフィルタを備え、圧力信号 SP の振動成分である脈波信号 SM₁ を周波数的に弁別してその脈波信号 SM を A/D 変換器 29 を介して電子制御装置 28 へ供給する。この脈波信号 SM が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ 10 に伝達される圧力振動波すなわち圧脈波であるので、上記圧力センサ 14、および脈波弁別回路 24 は、圧脈波検出装置として機能している。

【0014】上記電子制御装置 28 は、CPU 30、ROM 32、RAM 34、および図示しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU 30 は、ROM 32 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 34 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/O ポートから駆動信号を出力して排気制御弁 16 および空気ポンプ 18 を制御するとともに、表示器 36 の表示内容を制御する。

【0015】起動周期設定器 38 は、カフ 10 を用いた血压測定を起動する血压測定起動周期 T_B を設定するために操作される。起動スイッチ 40 は、カフ 10 を用いた血压測定の手動による起動を指令する信号を電子制御装置 28 に供給する。

【0016】図 2 は、上記動脈硬さ測定装置における電子制御装置 28 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図 2 において、血压値決定手段として機能する血压測定手段 50 は、カフ圧制御手段 52 によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ 10 の圧迫圧力を所定の目標圧力値 P_{cm} (たとえば、180 mmHg 程度の圧力値) まで急速昇圧させた後に 3 mmHg/sec 程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号 SM が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血压値 $B P_{sys}$ 、平均血压値 $B P_{mean}$ 、および最低血压値 $B P_{dia}$ などを決定し、その決定された最高血压値 $B P_{sys}$ 、平均血压値 $B P_{mean}$ 、および最低血压値 $B P_{dia}$ などを表示器 36 に表示させる。

【0017】脈圧決定手段 54 は、血压測定手段 50 により決定された血压値 BP から、脈圧 PM を決定する。すなわち、血压測定手段 50 により決定された最高血压値 $B P_{sys}$ と最低血压値 $B P_{dia}$ との差を算出する。この脈圧 PM は、図示しない上腕動脈から発生してカフ 1

0 に伝達される圧脈波に基づいているので、図示しない上腕動脈の脈圧を主として表している。

【0018】動脈硬さ指数決定手段 56 は、脈圧決定手段 54 により決定された脈圧 PM と、血压測定手段 50 により測定された血压値 BP との比に基づいて、生体の動脈の硬さの指標となる動脈硬さ指数 I_a を決定する。たとえば、脈圧決定手段 54 により決定された脈圧 PM と、血压測定手段 50 により測定された血压値 BP (最高血压値 $B P_{sys}$ 、平均血压値 $B P_{mean}$ 、最低血压値 $B P_{dia}$ のいずれか一つ) との比をそのまま動脈硬さ指数 I_a として算出する。図 3 に示すように、カフ脈波は、進行波である第 1 脈波と反射波である第 2 脈波とが合成された合成波である。そして、血管が硬くなると、血管の弾性による血压調節機能が不能となることから、第 2 脈波 (反射波) が増加し、結果として血压が上昇する。この血压の上昇は、心臓からの血液送出量が増加する収縮期に影響が大きく、拡張期には影響が少ないことから、血管が硬くなると脈圧が増加する。そのため、動脈硬さ指数決定手段 56 により決定される動脈硬さ指数 I_a は、図 6 にも示すように、血压値 BP が同じであっても、動脈が硬いほど大きくなる。すなわち、動脈硬化症により動脈が硬くなった場合、自律神経や薬物等の作用による血管収縮が生じた場合、動脈硬さ指数 I_a は大きくなる。

【0019】動脈硬さ指数表示手段 58 は、動脈硬さ指数決定手段 56 により決定された動脈硬さ指数 I_a を、血压測定手段 50 により測定された血压値 BP が表示されている表示器 36 に表示させる。起動手段 60 は、起動周期設定器 38 により設定された血压測定周期 T_B 毎、および起動スイッチ 40 から供給される信号により、血压測定手段 50 による血压測定を起動させる。

【0020】図 4 は、上記動脈硬さ測定装置の電子制御装置 28 における制御作動の要部を説明するフローチャートである。図 4 において、まず S1 (以下、ステップを省略する。) では、タイマ t の内容がクリアされる。

【0021】次に、起動手段 60 に対応する S2 乃至 S3 が実行される。まず S2 において、手動により血压測定起動を指示する信号が入力されたか否か、すなわち、起動スイッチ 40 が押されたか否かが判断される。上記 S2 の判断が否定された場合は、続く S3 において、タイマ t の内容が起動周期設定器 38 により設定された血压測定起動周期 T_B を超えたか否かが判断される。この S3 の判断が否定された場合は、上記 S2 以降が繰り返し実行されることにより、起動スイッチ 40 が押されるか、タイマ t の内容が血压測定起動周期 T_B を経過するまで待機させられる。

【0022】上記 S2 の判断または S3 の判断が肯定された場合には、カフ圧制御手段 52 に対応する S4 乃至 S5 が実行される。すなわち、S4 では、排気制御弁 16 が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ 18 が

駆動されたカフ10内が、予め設定された目標圧迫圧力 P_{CM} （たとえば180mmHg程度圧力）まで昇圧された後空気ポンプ18が停止させられる。そして続くS5では、排気制御弁16が徐速排気状態に切り換えられることにより、カフ10内の圧力が予め設定された3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させられる。

【0023】続いて血圧測定手段50に対応するS6乃至S9が実行される。まずS6が実行されることにより、脈波信号SMが読み込まれて脈波が1拍検出されたか否かが判断される。この判断が否定された場合には、上記S6が繰り返し実行されるが、肯定された場合にはS7の血圧値決定ルーチンが実行される。この血圧値決定ルーチンにおいては、カフ圧 P_C の徐速降圧過程で逐次検出された脈波の振幅の変化に基づいて、よく知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 BP_{SYS} 、最低血圧値 BP_{DIA} 、および平均血圧値 BP_{MEAN} が決定される。続くS8では、血圧測定が完了したか否かが判断され、未だ完了していない場合にはS6乃至S8が繰り返し実行される。

【0024】血圧測定が完了して上記S8の判断が肯定された場合には、S9が実行されることにより、上記S7において決定された最高血圧値 BP_{SYS} 、平均血圧値 BP_{MEAN} 、最低血圧値 BP_{DIA} が、RAM34内の所定の記憶領域に記憶されるとともに、表示器36に表示させられる。そして、続くS10では、排気制御弁16が急速排気状態に切り換えられてカフ10内の圧力が開放される。

【0025】続く脈圧決定手段54に対応するS11では、S7において測定された最高血圧値 BP_{SYS} と最低血圧値 BP_{DIA} との差、すなわち脈圧PMが算出される。そして続く動脈硬さ指数決定手段56に対応するS12では、上記S11で算出された脈圧PMが、S7で決定された平均血圧値 BP_{MEAN} で割られることにより動脈硬さ指数I。が算出され、続く動脈硬さ指数表示手段58に対応するS13では、上記S12で算出された動脈硬さ指数I。が、前記S9において血圧値BPが表示されている表示器36に表示される。このS13において、周期的、すなわち連続的に動脈硬さ指数I。が血圧値BPとともに表示器36に表示されると、血圧値BPが異常値である場合に、その異常の原因が血管側にあるか否かを判断することができ、治療の指針とすることができる。

【0026】上述のように、本実施例によれば、血圧測定手段50（S6乃至S9）により、カフ10による生体の動脈の圧迫に基づいて血圧値BPが決定され、脈圧決定手段54（S11）において、血圧測定手段50

（S6乃至S9）により測定された血圧値BPから脈圧PMが決定され、動脈硬さ指数決定手段56（S12）では、脈圧決定手段54（S11）により決定された脈圧PMの、血圧測定手段50（S6乃至S9）により測

定された平均血圧値 BP_{MEAN} に対する比が動脈硬さ指数I。として決定されるので、動脈硬さを皮膚の上から容易に測定することができる。

【0027】また、本実施例によれば、上腕部12に巻回されて、その上腕部12を圧迫するカフ10が圧迫装置として機能し、血圧測定手段50（S6乃至S9）は、そのカフ10による圧迫圧力を予め定められた目標圧迫圧力 P_{CM} まで昇圧した後、予め定められた速度で降圧させることにより血圧値BPを決定するものであるもので、圧迫装置の構成が簡単になるとともに、カフ10を用いた信頼性の高い血圧値BPに基づいて動脈硬さ指数I。が決定される利点がある。

【0028】また、本実施例によれば、起動手段60（S2乃至S3）により、血圧測定手段50（S6乃至S9）が予め設定された血圧測定起動周期 T_B 毎に起動させられることから、その血圧測定起動周期 T_B 毎に、動脈硬さ指数決定手段56（S12）において動脈硬さ指数I。が決定されるので、周期的に動脈硬さ指数I。が得られる利点がある。

【0029】以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0030】たとえば、前述の実施例の血圧測定手段50（S6乃至S9）は、いわゆるオシロメトリック方式により血圧値BPを測定するように構成されていたが、コロコフ音の発生時および消滅時のカフ圧に基づいて血圧値BPを測定する所謂K音方式により血圧測定するものであっても差し支えない。

【0031】また、前述の実施例では、上腕部12に巻回されたカフ10が圧迫装置として機能し、血圧測定手段50は、カフ10の圧迫圧力の変化過程で検出されるカフ脈波に基づいて生体の血圧値BPを測定していたが、圧迫装置として、橈骨動脈または足背動脈の圧脈波を検出するために手首または足に装着されて、所定の圧力で橈骨動脈または足背動脈を圧迫する圧脈波検出装置が用いられ、血圧値決定手段は、その圧脈波検出装置により逐次検出される圧脈波に基づいて生体の最高血圧値および最低血圧値等を逐次決定するものであってもよい。

【0032】また、前述の実施例の動脈硬さ指数決定手段56（S12）では、脈圧PMと血圧値BPとの比（ PM/BP ）がそのまま動脈硬さ指数I。とされていたが、比（ PM/BP ）と動脈硬さ指数I。との間の予め求められた関係（式、グラフ）に基づいて、その比（ PM/BP ）から動脈硬さ指数I。が決定されるものであってもよい。図5は、上記予め求められた関係の一例を示す図であり、脈圧PMと平均血圧値 BP_{MEAN} との比（ PM/BP_{MEAN} ）と、動脈硬さ指数I。との関係が示されている。また、動脈硬さ指数I。は、血圧値BPの脈圧PMに対する比（ BP/PM ）、或いはその比

(BP/PM) から求め求められた関係に基づいて算出されるものであってもよい。

【0033】また、前述の実施例では、血圧測定起動周期 T_B は起動周期設定器 38 により設定されるように構成されていたが、予め定められた一定値に設定されるものであってもよい。

【0034】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である動脈硬さ測定装置の構成を説明するブロック図である。

【図2】図1の実施例における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の実施例のカフに伝達されるカフ脈波を説

明する図である。

【図4】図1の実施例における電子制御装置の制御動作の要部を説明するフローチャートを示す図である。

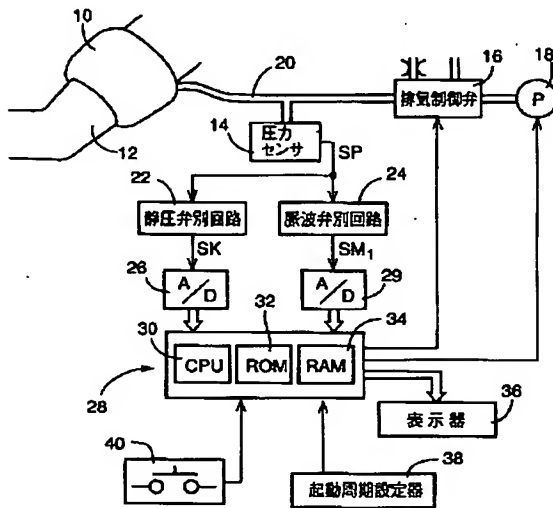
【図5】比 (PM/BP_{MEAN}) と動脈硬さ指数 I_a との関係の一例を示す図である。

【図6】平均血圧値と脈圧との関係が動脈硬さ指数 I_a により変化することを説明する図である。

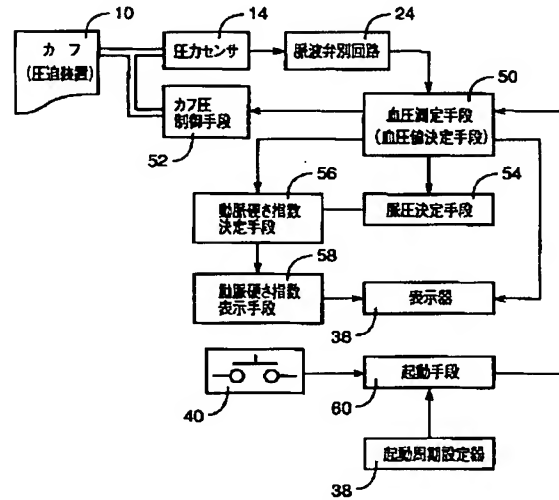
【符号の説明】

- 10 : カフ (圧迫装置)
- 50 : 血圧測定手段 (血圧値決定手段)
- 54 : 脈圧決定手段
- 56 : 動脈硬さ指数決定手段
- 60 : 起動手段

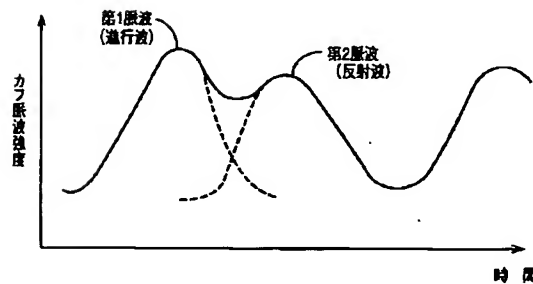
【図1】



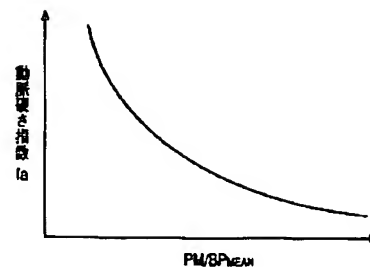
【図2】



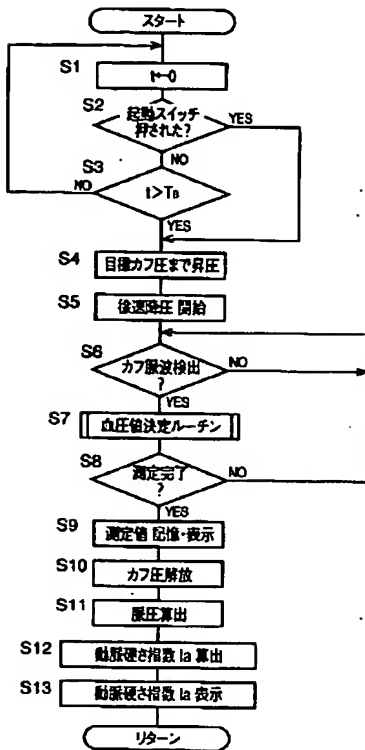
【図3】



【図5】



【図4】



【図6】

